

# Okluzijske koncepcije u implantoprotetici

---

**Geštakovski, David**

**Master's thesis / Diplomski rad**

**2018**

*Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj:* **University of Zagreb, School of Dental Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet**

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:643820>

*Rights / Prava:* [Attribution-NonCommercial 3.0 Unported](#)

*Download date / Datum preuzimanja:* **2022-11-26**



*Repository / Repozitorij:*

[University of Zagreb School of Dental Medicine  
Repository](#)





SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
STOMATOLOŠKI FAKULTET

David Geštakovski

# **OKLUZIJSKE KONCEPCIJE U IMPLANTOPROTETICI**

Diplomski rad

Zagreb, 2018.

Rad je ostvaren na Zavodu za mobilnu protetiku Stomatološkoga fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Mentor rada: doc. dr. sc. Ivica Pelivan, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskoga jezika: Alen Orlić, prof. hrvatskoga jezika

Lektor engleskoga jezika: Jurica Korade, magistar edukacije engleskog jezika i književnosti

Sastav Povjerenstva za obranu diplomskoga rada:

1. \_\_\_\_\_
2. \_\_\_\_\_
3. \_\_\_\_\_

Datum obrane rada: \_\_\_\_\_

Rad sadrži: 45 stranica

0 tablica

2 slike

CD

Osim ako nije drukčije navedeno, sve ilustracije (tablice, slike i dr.) u radu izvorni su doprinos autora diplomskoga rada. Autor je odgovoran za pribavljanje dopuštenja za korištenje ilustracijama koje nisu njegov izvorni doprinos kao i za sve moguće posljedice koje mogu nastati zbog nedopuštenoga preuzimanja ilustracija odnosno propusta u navođenju njihova podrijetla.

## **Zahvala**

Zahvaljujem svom mentoru doc. dr. sc. Ivici Pelivanu na podršci i prenesenom znanju prilikom izrade ovoga rada, ali i tijekom cijeloga mog studiranja.

Zahvaljujem svojoj obitelji, pogotovo svojim roditeljima, baki i djedu koji su mi usadili ljubav prema stomatologiji te su mi svojim savjetima i podrškom olakšali studiranje.

Zahvaljujem svojoj djevojci s kojom sam zajedno proživio sve lijepe i sve teške trenutke tijekom studiranja. Hvala joj na svojoj podršci, pomoći i razumijevanju kroz sve ove godine.

Zahvaljujem svim kolegama studentima i nastavnicima s kojim sam imao prilike surađivati u okviru projekta *Studentske sekcije* na nesebičnoj pomoći i trudu koji su uložili u rad na projektu.

Zahvaljujem svojoj sestri i prijateljima koji su mi bili podrška i oslonac od prvoga dana studiranja.

## **Okluzijske koncepcije u implantoprotetici**

### **Sažetak**

Planiranju okluzije u sklopu implantoprotetske terapije treba posvetiti dovoljno pozornosti uzimajući u obzir sve bitne činjenice i prateći određene smjernice iz literature. U literaturi ne postoji jasan stav i jedan koncept okluzije za implantoprotetske nadomjestke, već se rabe koncepti preuzeti iz klasične protetike, s većim ili manjim modifikacijama. Uglavnom je riječ o uzajamno zaštićenju okluziji i njezinim inačicama gdje se stražnjim zubima štite prednji prilikom maksimalne interkuspidacije, a stražnji prednjima u kliznim kretanjima. Uz ovakav koncept valja imati na umu i razliku između parodontnoga ligamenta zuba i rigidne fiksacije implantata u kosti kako bi se one premostile. Prije svega to su različiti intenzitet i mehanizam pomaka pod pritiskom te percepcija. Dobrim planom okluzije i dizajnom protetske suprastrukture izbjegavaju se rizični faktori koji dovode do okluzijskoga preopterećenja. Njih moramo poznavati jer okluzijsko preopterećenje dovodi do brojnih mehaničkih komplikacija kao što su popuštanje i lom vijka, lom implantata, nadogradnje, nadomjestka ili obložnoga materijala te bioloških komplikacija u vidu resorpcije krestalne kosti, pogotovo ako je prisutna periimplantna upala. Postoji niz smjernica koje doktoru pomažu prilikom planiranja okluzijskih koncepata, ali svakoga pacijenta treba promatrati kao zaseban slučaj čijoj se situaciji treba u najvećoj mjeri prilagoditi kako bi se uz zadovoljavajuću funkciju mogućnost komplikacija svela na najmanju razinu. U ovom radu bit će prikazan niz znanstveno potkrijepljenih činjenica koje kliničaru daju uvid u biomehaniku implantoprotetske konstrukcije i sve čimbenike koji na nju utječu te zajedno s pojedinim smjernicama pomažu u planiranju idealnoga koncepta okluzije za pojedini slučaj.

**Ključne riječi:** koncepti okluzije, implantoprotetika, dizajn protetske suprastrukture, biomehanika implantata, okluzijsko preopterećenje.

## **Occlusional concepts in implant prosthodontics**

### **Summary:**

Planning of occlusion within implantoprosthodontic therapy should be done in detail, all relevant facts should be taken into consideration and specific guidelines from the literature should be followed. There is no general agreement in the literature and a single concept of occlusion for implant supported prosthetic. Occlusional concepts are taken from classic prosthodontics with greater or lesser modifications. Most often mutually protected occlusion and its variants are discussed, when distal teeth protect frontal teeth in maximal intercuspitation, and frontal teeth are protecting distal teeth by guiding the mandible in its movements. With this concept, it should be kept in mind that there are differences between the periodontal ligament of the tooth and the rigid fixation of implants within the bone, so they can be compensated for. First and foremost, these are the different intensity, the mechanism of movement under pressure and perception. With a good occlusional plan and proper design of the prosthetic suprastructure, the risk factors that lead to occlusional overload can be avoided. We need to be aware of them because the occlusional overload leads to numerous mechanical complications such as loosening and fracturing of the screw, the implant, the abutment or the coating material, and biological complications such as resorption of the crestal bone, especially if a peri-implant inflammation is present. There are numerous guidelines that can assist the doctor while planning a concept of occlusion, but each patient should be approached as an individual case to which we need to adapt in order to provide satisfying function and minimize the possibility of complication. This paper will present a series of facts that provide insight in biomechanics of the implant supported construction and all the factors affecting it. Together with specific guidelines, they help in planning the ideal occlusional concept for a particular case.

**Key words:** Concepts of occlusion, implant prosthodontics, prosthetic suprastructure design, biomechanics of implant, occlusal overload

## SADRŽAJ

1. UVOD .....	1
2. RAZLIKA U PRIČVRSNOM APARATU ZUBA I IMPLANTATA .....	5
3. BIOMEHANIKA IMPLANTATA, OKLUZIJSKO PREOPTEREĆENJE I POVEZANE KOMPLIKACIJE .....	10
4. KONCEPTI OKLUZIJE U KLASIČNOJ PROTETICI .....	17
4.1. Balansirana (Bilateralno uravnotežena okluzija) .....	18
4.2. Lingvalizirana okluzija .....	18
4.3. Uzajamno zaštićena okluzija .....	19
4.4. Koncept grupne funkcije .....	19
4.5. Koncept skraćnog zubnog luka .....	20
5. DIZAJN PROTETSKE SUPRASTRUKTURE I OSTALI FAKTORI BITNI ZA PLAN OKLUZIJE U IMPLANTOPROTETSKOJ TERAPIJI .....	21
6. RASPRAVA .....	26
7. ZAKLJUČAK .....	33
8. LITERATURA .....	36
9. ŽIVOTOPIS .....	44

## **Popis skraćenica**

CBCT - „Cone beam computed tomography“

μm - mikrometar

sur. – suradnici

g – gram

mm – milimetar

N - Newton



## **1. UVOD**

Dentalni implantat protetski je nadomjestak za korijen zuba izrađen od aloplastičnoga materijala. On se kirurški ugrađuje u čeljust te služi kao retencija i potpora fiksnom ili mobilnom protetskom nadomjestku (1). Sveza implantata s kosti s histološkoga aspekta zove se oseointegracija, a s kliničkoga može biti okarakterizirana kao rigidna fiksacija. Intenzivnim razvojem tehnologije u području dentalne implantologije i implantoprotetike danas postoji niz različitih vrsta i sustava implantata, brojni dodatni i potporni terapijski zahvati koji omogućuju implantaciju u nepovoljnim početnim situacijama kako bi terapija bila što uspješnija i dugotrajnija. Cilj je implantoprotetske terapije nadomjestiti izgubljene zube i žvačne jedinice kojim se pacijentu vraća pravilna funkcija, fonacija i estetika te se uspostavlja harmoničan i stabilan žvačni sustav.

U dentalnoj medicini pojam okluzija označava odnos maksilarnih i mandibularnih zubi tijekom funkcijskih dodira za vrijeme aktivnosti donje čeljusti, odnosno prilikom žvakanja, a „Journal of Prosthetic Dentistry“ u svom je rječniku opisuje kao statični odnos između incizalnih ili okluzijskih ploha zubi antagonista (1, 2). Koncepti okluzije definiraju se kao specifični zubni dodiri koji se zbivaju tijekom svih mandibularnih funkcijskih kretnji (3). Okluzija u zdravoj denticiji podrazumijeva odgovarajuću potporu stražnjim zubima prilikom maksimalne interkuspidacije dok su kondili u stabilnom centričnom položaju, pravilnu vertikalnu dimenziju okluzije te vođenje protruzijskih i laterotruzijskih kretnji mandibule prednjim zubima čime se isključuju interference na stražnjim zubima.

S terapijskoga pogleda ne postoji isti koncept okluzije za sve pacijente. Glavna je vodilja reducirati prejake vertikalne i horizontalne sile. To se postiže maksimalnom interkuspidacijom u centriku na stražnjim zubima, a vođenja u kliznim kretnjama na zubima ili implantatima koji su najpogodniji za tu svrhu (4).

Koncepti okluzije na implantatima preuzeti su iz klasične protetike uz određene preinake zbog razlike u biologiji i biomehanici zuba i implantata. Četiri su glavna koncepta okluzije koji se koriste u pojedinim situacijama: balansna (bilateralno uravnotežena) okluzija te njezina inačica lingvalizirana okluzija, uzajamno zaštićena okluzija koja podrazumijeva vođenje očnjakom te njezina inačica grupna funkcija. Naravno, mora se napomenuti da u pojedinim slučajevima u kojima nedostaje jedan ili manji broj zubi, kod pacijenta sa zadovoljavajućom habitualnom okluzijom, nadomjestak nošen implantatom treba se uklopiti u postojeće stanje tako da ne remeti postojeće kontakte preostale denticije.

Zbog brojnih razlika između potpornoga aparata zuba i implantata potrebna je sistemska raščlamba literature i „evidence based” pristup okluziji implantoprotetske terapije koji se još u literature naziva „implant – specific concept of occlusion” (5). Zubi i dentalni implantati imaju različita proprioceptivna svojstva, potpunu funkciju i prijenos parafunkcijskoga opterećenja što bitno utječe na razumijevanje i planiranje budućega nadomjestka i koncepta okluzije koji će se koristiti u određenom slučaju. Brojni čimbenici uključeni u zaštitni neuromuskularni refleks prirodnih zuba nedostaju kod sveze kosti i implantata. Zbog toga je mogućnost preopterećenja i brojnih komplikacija koje ono nosi znatno vjerojatnija nego u prirodnoj denticiji ili kod klasične protetske terapije nošene na prirodnim zubima (6). Zbog fleksibilnosti parodontnoga ligamenta prirodni zubi manje nesavršenosti u okluziji mogu kompenzirati promjenom položaja, no kod implantata je drugačiji slučaj jer su rigidno povezani za kost. Stoga koncept okluzije i protetski dizajn nadomjestka treba biti dobro isplaniran, precizan i pravilno usklađen, pogotovo ako se nalazi u čeljusti s prirodnim zubima kako ne bi došlo do preopterećenja (7). Osim navedenih razlika u proprioceptiji i kompenzatornim sposobnostima implantat i zub imaju posve različiti biomehanički odgovor na okluzijsko opterećenje, o čemu će više biti govora u sljedećim poglavljima.

Česti je razlog neuspjeha implantoprotetske terapije okluzijsko preopterećenje. Postoje neki dokazi i sumnje da ono može uzrokovati biološke komplikacije u vidu resorpcije krestalne kosti i gubitka oseintegracije, ali češće dolazi do mehaničkih komplikacija u vidu loma obložnoga materijala, odcementiravanja rada, popuštanja pričvrsnoga vijka, loma nadogradnje ili implantata i slično te može dovesti do progresije već prisutne periimplantne upale (8, 9). I dalje je glavni uzrok gubitka krestalne kosti loša oralna higijena i pušenje (10, 11). Krestalna je kost dio alveolarne kosti koji se u pravilu pruža od caklinsko cementnoga spojišta 4 mm apikalno te je oslonac prilikom savijanja koje nastaje unutar implantata kod neaksijalnoga prijenosa sila. To je tema brojnih polemika glede resorpcije marginalnoga dijela kosti uslijed preopterećenja i detaljnije će biti obrazložena u daljnjem tekstu rada (12).

Okluzijskim konceptima kod protetskih nadomjestaka nošenih implantatima često se ne pridaje dovoljno važnosti prilikom planiranja terapije, a upravo je odabir idealnoga koncepta od velike važnosti kako bi se prevenirale kasnije komplikacije. Plan okluzije uključuje lokalizaciju implantata, dizajn suprastrukture i koncept okluzije. Za optimalan rezultat implantoprotetske terapije važan je detaljan plan koji osim općemedicinske i stomatološke anamneze uključuje RTG analizu, analizu modela prenesenih u poluprilagodljiv artikulatork obraznim lukom, dijagnostički *wax up*, *mock up* i provizoriji preneseni „cross-mounting”

tehnikom te u konačnici protetski vođena implantacija kao rezultat cjelokupnoga plana. Time se implantati smještaju u najpovoljniji trodimenzionalni položaj temeljen na mjerenjima („Cone beam computed tomography“ - CBCT) i kliničkim procjenama, a nastoji se postići optimalan prijenos žvačnih sila (4).

U literaturi ne postoje konsenzualne „evidence based“ smjernice za odabir koncepta okluzije za svaku pojedinu situaciju. Teško je provesti detaljno i sustavno ispitivanje na ljudima s dugim vremenom praćenja, a neke od potrebnih parametara kao na primjer funkcionalno opterećenje teško je mjeriti i predvidjeti na živim pacijentima. Dostupne smjernice čiji su zaključci doneseni na temelju *in vitro* istraživanja na modelima, na životinjama ili kliničkih studija maloga uzorka i kratkoga razdoblja na ljudima pomažu kliničaru u svakodnevnoj praksi prilikom planiranja terapije, ali ostavljaju prostora za individualizaciju svakoga pojedinog slučaja kako bi se štetna opterećenja smanjila na najmanju razinu (13, 14, 15).

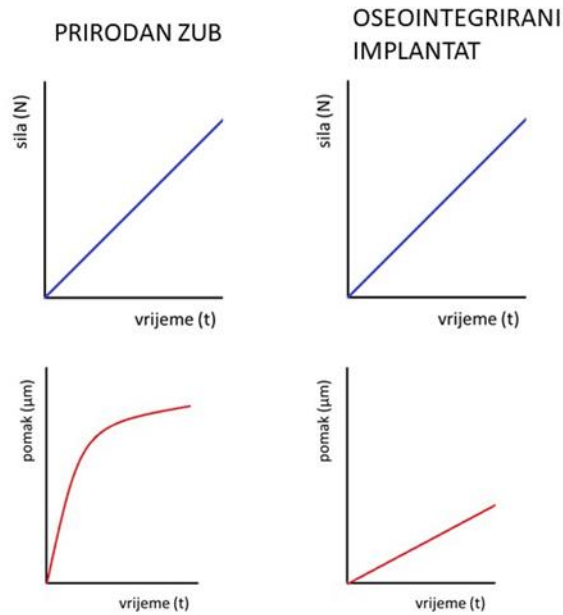
Najčešće komplikacije u implantoprotetskim nadomjestcima biomehaničkoga su uzroka. Rani gubitak kosti može biti povezan s okluzijskim preopterećenjem. Rizik za popuštanje vijka trenutci su sile različitoga neaksijalnog usmjerenja. Zbog zamora materijala može doći do fraktura pojedinih komponenata implantoprotetskoga sustava. Poznavanje je osnova biomehanike od iznimne važnosti za doktora koji se bavi implantoprotetikom jer je upravo biomehaničko opterećenje važan čimbenik za dugotrajnost spoja kosti i implantata (16).

Svrha ovog rada je opisati sve bitni faktore koje prilikom planiranja okluzijskih koncepta treba uzeti u obzir kako bi se reducirao nastanak okluzijskoga preopterećenja i komplikacija koje ono nosi, biomehaniku implantoprotetske konstrukcije te smjernice kod planiranja okluzije za nekoliko najčešćih situacija bezubosti prema Kennedyjevoj klasifikaciji.

## **2. RAZLIKA U PRIČVRSNOM APARATU ZUBA I IMPLANTATA**

Zub je pomoću parodontnoga ligamenta povezan za okolnu alveolarnu kost. Njegova je funkcija višestruka te će u ovom poglavlju biti opisana i uspoređena sa svezom implantata za kost.

Zub se unutar alveole pod djelovanjem žvačnih sila pomiče za određeni iznos koji ovisi o sili koja djeluje na zub. U vertikalnom smjeru taj pomak iznosi od 25 do 100 mikrometara ( $\mu\text{m}$ ), dok u bukolingvalnom smjeru iznosi od 56 do 108  $\mu\text{m}$ . Veličina pomaka ovisi i o anatomiji i biologiji korijena (broj, promjer i oblik korijena, pozicija, zdravlje parodonta, resorpcija kosti...) (6). S druge strane implantat je učvršćen u kost rigidnom vezom koju nazivamo oseointegracija. Taj pojam podrazumijeva proces koštanoga urastanja na površinu aloplastičnoga materijala od kojega je izrađen implantat. Veličina pomaka implantata znatno je manja i u vertikalnom smjeru iznosi od 3 do 5  $\mu\text{m}$ , a u bukolingvalnom od 10 do 50  $\mu\text{m}$ . Implantati su mobilniji u meziodistalnom smjeru zbog nedostatka kortikalne kosti u toj dimenziji i veličina pomaka iznosi od 40 do 115  $\mu\text{m}$ . Dio svih izmjerenih pomaka implantata pripisuje se i minimalnom pomaku na vezi implantat-vijak-nadogradnja (17). Međutim, treba naglasiti da je mehanizam pokreta unutar kosti znatno drugačiji u usporedbi sa zubom. Pomak zuba sastoji se od primarnoga (nelinearnog) pomaka koji se odvija unutar parodontne pukotine i naknadnoga sekundarnog (linearnog) koji se odvija zbog elastičnosti kosti. Primarni pomak započinje na malu lateralnu silu i iznosi od 56 do 75  $\mu\text{m}$  za stražnje i od 70 do 108  $\mu\text{m}$  za prednje zube. Sekundarni pomak koji nastaje zbog elastičnosti kosti proporcionalan je jačini sile, ima viši početni prag i najviše iznosi 40  $\mu\text{m}$ , a ovisan je i o gustoći okolne kosti. Pomak implantata odvija se samo zbog elastičnosti kosti te odgovara sekundarnom pomaku kod zuba. Ova dva obrasca pomaka nemaju jednak prag niti iznos pomaka za određeni iznos sila (Slika 1). To su dokazali Sekine i suradnici svojim istraživanjem gdje su pojačavali silu na zub i implantat kroz dvije sekunde. Na laganu silu samo se zub inicijalno pomaknuo, a tek se na jaču silu pomakao i implantat, ali za manji iznos (17). Slična su zapažanja ostvarena u istraživanju gdje su ispitivači kroz četiri sekunde primjenjivali 500 grama (g) pritiska na zube i implantate. Na implantatima je zabilježen pomak od 10  $\mu\text{m}$ , a na zubima od 57  $\mu\text{m}$  (18). Ta je činjenica bitna kod kasnijega planiranja okluzijskih koncepata na implantatima kada su u istoj čeljusti prisutni i prirodni zubi.



Slika 1: Karakteristike pomaka zuba i implantata pod opterećenjem

Parodontni ligament zbog tkivne tekućine i specifičnoga usmjerenja parodontnih vlakana unutar parodontne pukotine ima ulogu šok absorbera i distributera sila na okolnu kost. Prilikom jakih kosih sila pritisak se distribuira na apikalnu trećinu korijena. Rasap sila idealan je kako bi se smanjilo naprezanje na pojedinom dijelu korijena i kosti. Dokaz je tome kompakti slična kribriiformna kost koja čini zid alveole. Budući da nestaje ekstrakcijom zuba, smatra se da ona nije normalna anatomska struktura, već reakcija osifikacije zbog pravilne distribucije kontinuiranih sila na alveolarni zid. S druge strane, iste sile primijenjene na implantat stvaraju pritisak koji se koncentrira u području krestalne kosti, a distribucija sile na ostatak kosti gotovo ni ne postoji (17, 19).

Na prejaki pritisak uzrokovan okluzijskom traumom parodontna pukotina proširuje se zbog procesa resorpcije i reparacije alveolarne kosti, a na rendgenskim slikama može se uočiti zadebljanje lamine dure (kribriiformne kosti). Kao fiziološki odgovor na pretjerano okluzijsko opterećenje zub postaje mobilan, međutim to je reverzibilna promjena koja se vraća u početno fiksirano stanje nakon uklanjanja uzroka preopterećenja. Ako je taj mehanizam prisutan kod zuba s aktivnom parodontološkom bolesti, on može doprinijeti progresiji upale i gubitka alveolarne kosti (20). S druge strane, implantat ne posjeduje taj kompenzacijski mehanizam te prilikom pretjeranoga opterećenja dolazi do pojave stresa i ireverzibilnoga gubitka krestalne kosti (21). Treba napomenuti da neki radovi u literaturi opisuju mogućnost ponovne fiksacije implantata nakon uklanjanja suprastrukture i eliminacije stresa ako je primarna mobilnost bila do 0,1 mm (16).

Parodontni ligament bogat je brojnim receptorima koje centralno šalju informacije o prostornom usmjerenju i jačini sile tijekom žvakanja hrane kako bi se povratno korigirale komponente žvakanja. Povratni refleksi sudjeluju u regulaciji sila žvakanja, sila kojom se hrana drži među zubima, adaptaciji žvačnih mišića na krutost hrane i prostornom pozicioniranju zalogaja (22). Svaki receptor optimalno je stimuliran silom određenoga smjera, a ovisi o njegovoj poziciji unutar parodontnoga ligamenta. Dokazan je i senzorni aparat na području remodelacije kosti oko implantata, međutim o njemu se malo zna i još se u potpunosti ne razumije mehanizam djelovanja. Određena percepcija nastaje nakon mehaničke stimulacije implantata na kost u kojoj se nalaze udaljeni mehanoreceptori. Oni bolje percipiraju vibracije i dinamička nego statička opterećenja. U percepciji položaja i sila na implantat sudjeluju i ostali receptori u usnoj šupljini kao što su živčani završeci periosta, mukozni i receptori temporomandibularnoga zgloba (23, 24). Oseopercepcija nije ni približno precizna kao percepcija parodontnoga ligamenta, a to su potvrdila brojna istraživanja. Svensson i sur. mjerili su preciznost odgrizanja bombona na dva jednaka dijela sjekutićima, nadomjestcima u obliku mostova na prirodnim zubima i fiksnim protetskim nadomjestcima na implantatima. Primijetili su velike razlike u rezultatima između prirodne denticije i implantopoduprtih nadomjestaka. Međutim, i rezultati fiksnoprotetskih radova na zubima pokazali su lošije rezultate. To se može pripisati drugačijem obrascu prijenosa sila od međučlanova prema nosačima mosta što receptori lošije prepoznaju i prezentiraju (25). Trulsson i Johanson u svojem su istraživanju mjerili najmanju silu kojom ispitanici s prirodnom denticijom i implantopoduprtim nadomjestcima pridržavaju kikiriki među zubima. Dobiveni rezultati pokazali su da pacijenti implantatima ne mogu tako precizno kontrolirati male sile, pa su one bile jačega i mnogo nepravilnijega intenziteta nego kod pacijenata s prirodnom denticijom (26). Grigoriadis i sur. u svojem su istraživanju ispitivali adaptaciju sila žvakanja na promjenu konzistencije hrane prilikom ciklusa žvakanja. U prirodnoj denticiji sile žvakanja proporcionalno su se smanjivale prema kraju procesa žvakanja, dok su kod implantata sile bile gotovo nepromijenjene za sve faze ciklusa (27).

Istraživanje kojim se promatrala propriocepcija preranih okluzijskih dodira pokazalo je razliku između zuba i implantata. Ispitanici su na prirodnim zubima osjetili interference od 20  $\mu\text{m}$  dok na implantatima 48  $\mu\text{m}$  (28). Drugo istraživanje koje je promatralo percepciju sile pokazalo je da su zubi 8,75 puta osjetljiviji na pritisak, odnosno da su ispitanici na zubima osjetili razliku u pritisku pri pragu od 10,5 g, a na implantatima od 100,6 g (29).



Zub posjeduje pulpu sa živčanim okončinama te je osjetljiv na bol prilikom različitih patoloških stanja. S druge strane, implantoprotetski nadomjestak nije osjetljiv na većinu rizičnih situacija ni na rane znakove preopterećenja i komplikacija. Bol se može javiti prilikom rasklimavanja implantata i pričvrsnoga vijka kada meko tkivo uraste između implantata i nadogradnje ili prilikom loma implantata (16).

Postoji i jasna razlika u biologiji pričvrstka na zubi implantat. Dok je dubina sondiranja oko zuba prosječno 2-3 milimetra (mm), gdje sonda prolazi kroz spojni epitel i zapinje na vezivnom pričvrstku koji se veže na površinu zubnoga vrata i čini pravu barijeru, oko implantata se pružaju paralelna cirkularna kolagena vlakna zbog nemogućnosti adherencije na površinu implantata. Stoga je i biološka barijera znatno slabija nego kod prirodnoga zuba, a fiziološka dubina sondiranja varira od 2,5 do 5 mm (do razine krestalne kosti) (30).

Sve ove razlike kao što su lošija adaptabilnost, percepcija i reakcija na preopterećenje kod implantata govore nam da je mogućnost patološkoga preopterećenja i njezinih kasnijih komplikacija znatno vjerojatnija nego kod klasične protetske terapije.

**3. BIOMEHANIKA IMPLANTATA, OKLUZIJSKO PREOPTEREĆENJE I  
POVEZANE KOMPLIKACIJE**

Biomehanika je biomedicinska disciplina koja proučava odgovor bioloških tkiva na primijenjenu silu. Koriste se raznim alatima i metodama kako bi se primijenili dizajnirani mehanizmi i istražila strukturna i funkcionalna povezanost materijala i tkiva (31). U napretku stomatologije to je važna disciplina jer je razumijevanje principa dentalne biomehanike usko povezano s dugotrajnošću implantoprotetske, ali i bilo koje druge stomatološke terapije.

Sile koje djeluju na implantate kratkotrajne su jake žvačne sile, slabe stalne sile oralne muskulature (jezik, obrazi), ali i sile naprezanja same konstrukcije ako dosjed nadomjestka nije savršen. Najveća žvačna sila ovisi o dobi i spolu, stupnju bezubosti, lokaciji bolusa, a posebice prisutnosti parafunkcija (32). S obzirom na to da je žvačni sustav jednokraka poluga s centrom rotacije u temporomandibularnom zglobu, sile žvakanja to su veće što su distalnije u zubnom luku. Tako su na primjer sile žvakanja koje proizvode očnjaci  $469\pm 85$  Newtona (N), drugi premolari  $583\pm 99$  N, a drugi molari  $723\pm 138$  N (33). Usporedno s tim, istraživanja na implantatima pokazale su maksimalne sile i od 1200 N (34).

Sila je vektor koji ima smjer i jačinu. Svaka sila koja djeluje na implantatnu suprastrukturu nastaje zbog određenoga kontakta, najčešće na okluzijskoj površini. Svaka takva sila može se trodimenzionalno vektorskom raščlambom rastaviti na tri komponente koje se pružaju u bukolingvalnom, meziodistalnom i okluzoapikalnom (aksijalnom) smjeru (35). Svaka se sila može prikazati kroz tri glavne komponente. To su kompresija odnosno sabijanje, tenzija odnosno razvlačenje i smicanje sila odnosno klizanje. Kortikalna kost, ali i cement, pričvršni vijak te dijelovi implantata najbolje podnose kompresijske sile, a najgore smične sile. Sile tenzije i smicanja nastoje razoriti spoj implantata i kosti (36). Žvačne sile prenose se na implantat, svezu implantata i kosti, okolnu kost te skelet kojemu je prirodna uloga prihvat jakih žvačnih sila (trajektoriji). Kost oko implantata podložna je remodelaciji u ovisnosti o silama preopterećenja, a dugotrajnost implantoprotetske konstrukcije i potencijalne mehaničke komplikacije mogu ovisiti o distribuciji i intenzitetu primijenjenih sila (37).

Aksijalno opterećenje uzrokuje kompresivne i sile tenzije. Te se sile donekle jednakomjerno prenose po implantatu s navojima, a kod cilindričnih implantata bez navoja sva se sila koncentrira u apikalnom dijelu (38). Prilikom lateralnih sila zub se rotira, pomiče i intrudira čime optimalno distribuira sile, dok je implantat rigidno fiksiran, a kosi smjer sila uzrokuje tork i savijanje, odnosno stvaranje momenta sila i lokalno naprezanje oko vrata implantata u području krestalne kosti, gdje se mogu zamijetiti mikrofrakture i pojačan metabolizam s resorpcijom kao odgovor na preopterećenje (19, 39, 40, 41).

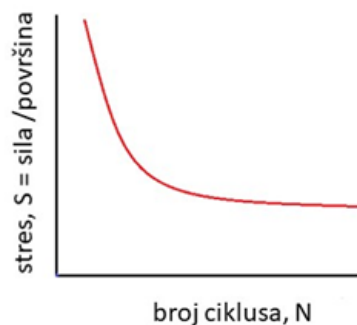
Moment sile je također vektor koji nastoji rotirati objekt, a čini ga umnožak sile s krakom djelovanja sile (udaljenošću od centra rotacije). Najbolji je primjer momenta sile koji producira nepovoljno opterećenje privjesni član protetske konstrukcije (42). Gledano u okviru implantoprotetskoga nadomjestka moment sile može imati tri kraka. Jedan je od njih okluzijska visina prilikom koje dolazi do bukolingvalne rotacije, dužina privjeska gdje uslijed sile jezika i žvačnih sila dolazi do rotacije u horizontalnoj ravnini i sustava poluga te širina okluzijske plohe. Što je ona šira, to je jači destruktivni moment koji nastaje uslijed neaksijalnoga opterećenja (16). Dugački se privjesci ne preporučuju jer moment sile koji nastaje na implantatu proporcionalno ovisi i raste duljinom privjeska uz istu silu primijenjenu na njegovu kraju. Krestalna kost služi kao oslonac za polugu preko kojega se savija implantat (16).

Svaka sila primijenjena na suprastrukturu prenosi se na implantat i okolnu kost. Time nastaje stres u području prihvata sile koji se definira kao način distribucije sile na određenoj površini. Proporcionalno ovisi o sili tako da će smanjenjem sile i stres biti manji. Povećanjem površine sile se distribuira na veće područje što smanjuje ukupni stres. U biomehanici površina koja sudjeluje u prihvatu opterećenja naziva se funkcijski „cross-section”, a u implantologiji to je oseointegracijska površina implantata. Na nju se može utjecati korištenjem većega broja implantata, implantata većega promjera, a i samo usmjerenje sile utječe na površinu distribucije sile. Aksijalno opterećenje donekle ravnomjerno prenosi sile na navoje duž implantata dok opterećenja ostaloga usmjerenja uzrokuje koncentraciju sile na vratu implantata i krestalnoj kosti. Savojne sile mogu se reducirati postavom implantata u tripodizacijski položaj kako bi se smanjila mogućnost rotacije protetskoga nadomjestka (43).

Djelovanjem vanjske sile na implantat dolazi do njegova savijanja, odnosno deformacije što se prenosi na kost i može uzrokovati biološku reakciju. Nastaje i unutarnja deformacija, odnosno naprezanje materijala koje može uzrokovati mehaničke komplikacije vezane uz konstrukciju. Deformacija i tolerancija na određen stupanj naprezanja zadani su svojstvima određenoga materijala odnosno njegovim modulom elastičnosti (16). Deformacija i opterećenje u međuovisnosti su, jednako kao i stres i naprezanje gdje porastom jedne komponente raste i druga, i to ovisno o modulu elastičnosti. S obzirom na to da se sile preko implantata prenose na kost, a smične sile uzrokuju savijanje odnosno deformaciju implantata, istovremeno dolazi i do pomaka kosti, ali različitoga intenziteta. Ta je razlika uvjetovana razlikom u modulu elastičnosti oba materijala. Što je modul elastičnosti implantata sličniji kosti, to je manja mogućnost relativnoga pomaka na granici kosti i implantata što bi

uzrokovalo gubitak oseointegracije. Kortikalna je kost pet puta fleksibilnija od titana što znači da povećanjem stresa razlika u deformaciji implantata i kosti raste te je mogućnost bioloških komplikacija veća. Naprezanje se može kontrolirati smanjenjem stresa, koje smo već naveli, ili promjenom svojstava materijala. U slučaju kosti to je gustoća koja se može modificirati zahvatima koštane augmentacije.

Uslijed opetovanoga preopterećenja može doći do zamora materijala što rezultira lomom na ponovnu aplikaciju sile. Zamor je uvjetovan svojstvima materijala, makrogeometrijom koja će utjecati na način i prijenos sila, jačinom sila i brojem ciklusa, odnosno brojem ponavljajućega djelovanja promatrane sile. Zamor materijala opisuje se S-N krivuljom koja sadrži plato na određenom iznosu stresa (Slika 2). To je limit izdržljivosti, odnosno stresa ispod kojega nikad neće doći do zamora materijala bez obzira na broj ciklusa opterećenja. S druge strane, kada stres prijeđe navedeni prag, ako razdoblje propterećenja potraje, dolazi do pojave zamorne mikrotraume i u konačnici frakture materijala. Na mjernim modelima mogu se uočiti mjesta povećanoga naprezanja, a u kosti to rezultira nesrazmjerom u količini resorpcije i reparacije u korist resorpcije. Kako bi se spriječio nastanak komplikacija, naprezanje koje nastaje unutar implantata, vijka, nadogradnje i ostalih komponenata sustava treba držati ispod limita izdržljivosti, odnosno poštivati fiziološki limit okluzijskoga opterećenja. Praksa je pokazala, čime se prethodna tvrdnja pokazuje točnom, da prilikom jakoga nenadanog zagriža može doći do popuštanja ili loma vijka te oštećenje nadogradnje ili suprastrukture. Osim navedenoga kako smanjiti stres (smanjenjem sile i povećanjem površine), zamor materijala možemo prevenirati aksijalnim usmjerenjem sila jer one stvaraju sile kompresije koje implantat dobro podnosi i ne prelazi prag izdržljivosti. S druge strane, zamor se može prevenirati smanjenjem broja ciklusa ako su oni nesvrhsidni kao na primjer parafunkcijske kretnje koje treba eliminirati (16).



Slika 2: S-N krivulja s pragom izdržljivosti u ovisnosti o stresu i broju ponavljanja ciklusa

Kod višočlanih radova sidrenih na nekoliko implantata nema pravilne distribucije sila. S obzirom na krutu vezu implantata i kosti prijenos je sile manjkav, ali zbog mikropomaka na račun deformacije pričvrsnoga vijka, nepotpunoga priližanja nadogradnje i protetskoga nadomjestka moguć je prijenos sila i na ostale implantate (41). Kod protetskih nadomjestaka koji su nošeni isključivo implantatima kako bi se stres adekvatno distribuirao preporučuje se kontakte rasporediti ravnomjerno na sve žvačne jedinice uz slabije opterećenje prednjih zubi (osam puta slabija sila na očnjacima nego na drugim molarima) (44).

Mehaničke su komplikacije zbog okluzijskoga preopterećenja popuštanje i lom vijka, lom obložnoga materijala, lom protetskoga nadomjestka, lom implantata, a biomehničke gubitak marginalne kosti. Lom okluzijskoga materijala učestaliji je kod nadomjestaka na implantatima i događa se u 30 % slučajeva (45).

Frostova mehanostatska teorija govori o poveznici između naprezanja unutar kosti i njezina metabolizma, odnosno apozicije i resorpcije. To je važno za biomehaniku implantata jer može utjecati na oseointegraciju, ali i mehanizam pregradnje okolne, pogotovo krestalne kosti koja se pokazala najlabilnijom (22). U svojim eksperimentima naprezanje su mjerili jedinicama mikronaprezanja gdje 1000 jedinica mikronaprezanja predstavlja deformaciju kosti od 0,1 %. Prema toj teoriji naprezanje od 2500 do 3000 mikronaprezanja i više uzrokuje negativnu modelaciju kosti i pretpostavilo se da može narušiti oseointegraciju. Međutim, ta su istraživanja rađena na cjevastim kostima i ne može se točno predvidjeti kako bi reagirala mandibula i maksila. K tome treba pridodati da je mjerenje takvoga naprezanja teško izvedivo u ustima pacijenta. Postoje različiti modeli koji su korišteni u istraživanjima naprezanja kod implantata kao na primjer fotoelastični model koji mjeri distorziju izotropnoga plastičnog materijala koristeći polarizacijsko svjetlo, međutim njegov je modul elastičnosti ujednačen te ne predstavlja najvjernije kost. Uređaj za mjerenje naprezanja u obliku metalnih traka koje mjere mikropomake i otpor ovisni su o smjeru djelovanja sile te mogu mjeriti naprezanje samo u jednoj točki. Suha lubanja s fotoelastičnom površinom pokazala se kao najprimjenjeniji model iako i dalje ne predstavlja najvjernije stvarne žvačne sile i nastala naprezanja (46). Koristili su se i eksperimenti na životinjama kako bi se dobio uvid u biomehaniku i naprezanje kosti oko implantata. Studija na majmunima pokazala je da uslijed okluzijskoga preopterećenja može doći do promjene u okolnoj kosti i gubitka oseointegracije, međutim druga istraživanja i praćenja na ljudima to nisu pokazala. Vjerojatni je razlog što su kod majmuna postavljeni pretjerani prerani kontakti i interference koji u stvarnoj terapiji nisu vjerojatni. Iako su neka praćenja pacijenata pokazala povezanost gubitka kosti i okluzijskoga

preopterećenja, druga govore isključivo u prilog bakterijskoj etiologiji (47, 48, 49, 50). Poznato je da okluzijsko preopterećenje uzrokuje mehaničke komplikacije, a sve je uvrježenije mišljenje da ono u kombinaciji s periimplantnom bolesti može ubrzati gubitak kosti (51). Misch i sur. došli su do zanimljivoga rezultata u svojem istraživanju gdje su kroz šest mjeseci postupno povećavali okluzijsko opterećenje na implantatima i promatrali adaptaciju kosti na progresivan pritisak. Dobiveni su rezultati upućivali k pozitivnoj remodelaciji kosti, odnosno povećanju gustoće i kvalitete kosti oko implantata, te naknadno smanjenja resorpcije krestalne kosti (19, 52). Sva takva i slična ispitivanja kliničarima mogu pomoći u shvaćanju bioloških procesa, ali neke pojedinosti i mehanizmi još uvijek ostaju nerazjašnjeni (4).

Gubitak kosti i biološke komplikacije povezane s okluzijskim preopterećenjem česta su tema rasprava i stručnih radova. Spominju se brojni čimbenici koji mogu utjecati na modelaciju kosti i vjerojatno su zato rezultati istraživanja raznoliki s brojnim teorijama i mišljenjima. U slučajevima preranih kontakata nepovoljne distribucije sila i neadekvatnoga prednjeg vođenja s distalnim interferencama zapažen je povećan gubitak kosti oko distalnih implantata (49). Češći je gubitak kosti u manje vrijednoj kosti kao što je na primjer distalni dio maksile čemu doprinosi često nepravilan prijenos sila.

Do poremećaja i gubitka oseointegracije može doći zbog mehaničkoga preopterećenja prilikom postave implantne nadogradnje i stezanjem pričvrsnoga vijka ako dođe do rotacije implantata i pucanja sveze. Ako do toga dođe, vraća se pokrovni vijak na tri mjeseca kako bi se uspostavila oseointegracija. Uspješna reintegracija koštanoga tkiva na površinu implantata iznosi 75 %. Prilikom ponovnoga postavljanja implantne nadogradnje ona se fiksira obrnutim torkom (53).

S druge strane, klinička istraživanja pokazala su rezultate da do oseointegracije neće doći ako je implantat mobilan sa stupnjem slobode od 100  $\mu\text{m}$  ili više zbog urastanja veziva na spoju implantata i kosti. Iz toga razloga dug niz godina izbjegavalo se imedijatno opterećenje implantata s razdobljem čekanja od 3 do 6 mjeseci da se oseointegracija završi. Današnje spoznaje, iako s dozom opreza, opovrgavaju tu teoriju jer su rezultati istraživanja pokazali da do oseointegracije prilikom imedijatnoga opterećenja dolazi uz neke razlike prilikom naknadnoga opterećenja. U odnosu na naknadno opterećenje, zbog nemogućnosti reparacije nekrotične kosti nastale prilikom implantacije, gubitak marginalne kosti kod imedijatnoga opterećenja u početku je dvostruki iako klinički gotovo neznačajan. Također, bez obzira na

premaz i hrapavost implantata do oseointegracije će doći, ali je cijeli proces nepredvidljiviji. Pregled literature govori da je stopa uspjeha imedijatno opterećenih implantata slična kao kod klasičnoga postupka iako važnu ulogu ima kirurški dio kojim je potrebno osigurati primarnu stabilnost. Jaka trauma implantiranoga područja i termalna oštećenja mogu ugroziti proces oseointegracije. Kako bi se smanjila mogućnost pretjerane mobilnosti i mikropomaka implantata za vrijeme cijeljenja, pacijentima kojima je izrađena pokrovna proteza nošena implantatima savjetuju se da ju ne skidaju za vrijeme toga procesa (54, 55).

Gubitak kosti prema vremenu nastanka može se svrstati u rani, srednjevremenski i kasni. Pod rani gubitak kosti podrazumijeva se gubitak unutar prvih nekoliko mjeseci. On nastaje zbog kirurške traume ili pregrijavanja kosti prilikom implantacije, imedijatnoga opterećenja ili zbog nedostatnoga prostora za uspostavu biološke širine. Ako ne postoji dovoljna dimenzija koja će odgovarati biološkoj širini, nakon postavljanja implantatne nadogradnje, ako je implantat u razini kosti ili ispod nje, vjerojatno će doći do male resorpcije (56). Također, ako je glatki vrat implantata uronjen u kost, oko njega će doći do resorpcije najčešće do prvog navoja. Ako do resorpcije veće od 1 mm ili preko prvog navoja dođe nakon postavljanja protetske suprastrukture, valja posumnjati na okluzijsko preopterećenje te je potrebno uskladiti okluzijske kontakte kako bi se progresija resorpcije zaustavila. Srednjevremeni gubitak kosti može biti rezultat kombinirane periimplantne infekcije i okluzijskoga preopterećenja, a kasni gubitak je kosti bakterijske etiologije (16, 19, 57). Prilikom usklađivanja okluzije treba voditi računa o mobilnosti prirodnih zuba i njihovu stupnju intruzije u odnosu na nedostatak istoga kod implantata. Također, treba imati na umu dugoročnu mogućnost migracije prirodnih zubi koji s godinama imaju tendenciju migrirati vertikalno i mezijalno kako se troše tvrda zubna tkiva čime dolazi do promjena u okluzijskim odnosima. Stoga je reevaluacija stanja i provjera okluzije izuzetno bitna (58).



#### **4. KONCEPTI OKLUZIJE U KLASIČNOJ PROTETICI**

#### **4.1. Balansirana (Bilateralno uravnotežena okluzija)**

Ovaj koncept okluzije baziran je na tri klasične protetske teorije: Bonwillove, Speeove i Monsonove. Glavna mu je karakteristika da se u svim položajima mandibule nastoji postići najveći mogući broj kontakata, odnosno da postoje balansni kontakti na radnoj i neradnoj strani te na prednjim i stražnjim zubima. To znači da su prilikom protruzijske kretnje svi prednji zubi u kontaktu uz po jedan distalni par antagonista svake strane. Prilikom laterotruzijske kretnje svi zubi radne strane trebali bi biti u kontaktu te barem jedan antagonistički par neradne strane (5). Glavna je misao vodilja toga koncepta koji se nekada uvriježeno preporučao kod izrade totalnih proteza da se velikom distribucijom sile na sve zube, odnosno cijelo ležište smanjuje stres, sprječava resorpcija grebena te se proteza stabilizira uz jednaku opterećenost oba temporomandibularna zgloba. Jedan od razloga napuštanja toga koncepta jest činjenica da prilikom žvakanja bolus između proteza onemogućuje istovremene kontakte radne i neradne strane, a također zbog tehnički zahtjevne postave zubi u okviru toga koncepta. Gotovo ju je nemoguće postići kod manjih korekcija na prirodnim zubima, a ako je prisutna u prirodnoj dentaciji, vjerojatno je rezultat izražene atricije (59).

#### **4.2. Lingvalizirana okluzija**

Ovaj koncept okluzije usmjeren je prema pacijentu, odnosno stabilnosti i funkcionalnosti proteze kroz neke modifikacije klasične balansne okluzije. Kod toga koncepta gornje lingvalne kvržice glavne su funkcijske jedinice. One okludiraju s neanatomskim donjim zubima plitkih fisura. Za ovakvu postavu koriste se posebno dizajnirane garniture zubi i smjernice kako bi se uz adekvatnu postavu omogućio maksimalan broj kontakata. S obzirom na to da se reduciraju vestibularni A kontakti, sile se prenose prema lingvalno što doprinosi stabilnosti proteze (60). Prema istraživanju pokazalo se da su pacijenti s lingvaliziranom postavom zubi bili zadovoljniji terapijom nego pacijenti na čijim je protezama korišten balansni koncept okluzije (61).

### **4.3. Uzajamno zaštićena okluzija**

Smatra se i idealnom okluzijom prisutnom u prirodnoj dentaciji. Koncept je i nastao promatranjem okluzijskih odnosa u zdravoj potpunoj dentaciji. Kako mu samo ime kaže, glavne su karakteristike koncepta da stražnji zubi štite prednje u maksimalnoj interkuspidaciji dok ih prednji diskludiraju prilikom kliznih kretnji kako ne bi došlo do pojave štetnih interferenci. Time su i sile idealno distribuirane jer parodont stražnjih zubi bolje prenosi aksijalne, a prednjih kose sile koje su zbog udaljenosti od centra rotacije (temporomandibularnoga zgloba) i mnogo manje. Iz toga bi razloga u maksimalnoj interkuspidaciji svi stražnji zubi trebali biti u kontaktu, a prednji bez kontakta ili s tek laganim kontaktom. Prilikom većih rekonstrukcija zagriža također se pokušava položaj maksimalne interkuspidacije postaviti u položaju centrične relacije. U protruzijskoj kretnji u kontaktu bi trebali biti sjekutići, a stražnji zubi diskludirani, dok bi se vođenje u laterotruzijskoj kretnji trebalo odvijati po kosinama očnjaka radne strane dok je cijela neradna strana izvan kontakta. Stoga se taj koncept naziva i koncept „vođenja očnjakom” (2). Očnjak je idealan za ovu svrhu jer ima dobar omjer kliničke krune i korijena, okružen je kompaktnom kosti, parodont mu je bogat receptorima, a s obzirom na to da je udaljen od temporomandibularnoga zgloba, i iznos sile koje nastaju prilikom klizne kretnje manji je nego na stražnjim zubima (62). U slučaju nedostatka ili parodontološke kompromitiranosti ponekih zubi taj koncept treba biti modificiran te ćemo ga kao takvoga promatrati u budućim poglavljima ovoga rada.

### **4.4. Koncept grupne funkcije**

Ovaj je koncept alternativa konceptu vođenja očnjakom te se od njega razlikuje u laterotruzijskim kontaktima radne strane. Naime, kod pojedinih slučajeva kada je očnjak rotiran, malpozicioniran, parodontološki kompromitiran i slično, vođenje uz njega preuzimaju i pretkutnjaci, a ponekad i meziobukalna kvržica prvoga kutnjaka uz diskluziju neradne strane (5). Neki ga autori smatraju idealnim kod fiksnoprotetskih radova kraćih raspona ili većih radova kada nedostaje očnjak.

#### **4.5. Koncept skraćnoga zubnog luka**

Trenutačni su kriteriji za zdrav i funkcionalan stomatognati sustav odsutnost patoloških pojava, mandibularna stabilnost, zadovoljavajuća funkcija i mogućnost adaptacije na promjenjive situacije. Promjenom u odnosu na klasična statička protetska uvjerenja, okrećući se dinamičkim i „problem solving” konceptima i rješenjima, sve se češće počeo istraživati koncept skraćenoga zubnog luka. To je teorija koja tvrdi da izgubljene molare ne treba nadoknađivati, odnosno da je preostalih dvadeset zubi, završno s drugim premolarima dovoljno za žvačnu funkciju uz adekvatno protruzijsko i laterotruzijsko vođenje. Naime, istraživanja su pokazala da u harmoničnom zubnom luku koji ne sadrži molare, a prati sve stavke idealne okluzije, ne dolazi do temporomandibularnih poremećaja, ne dolazi do bržega gubitka preostalih zubi, a kvaliteta života i oralna funkcija zadovoljavajuće su, čak i bolje u odnosu na pacijente kojima su molari nadoknađeni mobilnim protetskim radovima (64, 65, 66, 67).

Taj će se koncept u okviru ovoga rada razmatrati kao moguća alternativa nekim terapijskim opcijama koje su potencijalno nepotrebne, ali ne kao zaseban koncept okluzije na implantatima jer i on u sebi sadrži uklopljene navedene koncepte i pravila okluzije kao na primjer koncept uzajamno zaštićene okluzije.

**5. DIZAJN PROTETSKE SUPRASTRUKTURE I OSTALI ČIMBENICI BITNI ZA  
PLAN OKLUZIJE U IMPLANTOPROTETSKOJ TERAPIJI**

Kako bi se smanjila mogućnost preopterećenja, osim uklapanja implantoprotetskih nadomjestaka u cjelokupni stomatognati sustav u okviru okluzijskih koncepata važnu ulogu ima i dizajn suprastrukture čime se mogu reducirati brojni potencijalni rizični čimbenici koji bi doveli do preopterećenja i kasnijih komplikacija. Mnoge od njih opisali su Misch i Bidez u svojem konceptu implantno zaštićene okluzije, a detaljnije će biti razrađeni u ovom poglavlju (68).

Na dizajn protetskoga nadomjestka utječe rezidualni greben. Količina i kakvoća kosti ovisit će o mogućnosti implantacije u idealnoj poziciji (protetski vođena implantacija) s dodatnim tretmanima ili bez njih (podizanje dna sinusa, augmentacija kosti) kako bi se postigao aksijalni prijenos sila na implantat te kako bi se on nalazio u središtu okluzijske plohe nadomjestka (4). Aksijalno usmjeravanje sila ovisi i o antagonističkim dodirima te ga je moguće uspostaviti na dva načina. Jedan je način dodir vrha kvržice s ravnom površinom okomitom na uzdužnu os zuba (vrh marginalnoga grebena ili dno jamice). Drugi način aksijalnoga opterećenja postiže se tripodizacijom, što podrazumijeva da svaki vrh kvržice kontaktira susjednu jamicu u tri točke. Rezultantna sila takvoga dodira usmjerena je kroz dužinsku osovinu zuba/implantata (2). Novija istraživanja upućuju na činjenicu da korištenje anguliranih implantantnih nadogradnji ne utječe na stopu uspjeha terapije osim kod implantata implantiranih u maksili s angulacijom u bukolingvalnom smjeru. Angulirane nadogradnje alternative su kod nepovoljnih situacija kada se izbjegavaju dodatni invazivni zahvati koje stariji pacijenti teže podnose (69, 70).

Nadalje, na dizajn utječe vertikalna dimenzija odnosno međučeljusna udaljenost, koja može biti više ili manje modificirana resorpcijom grebena. Visina bezuboga prostora utjecat će na omjer kruna/implantat koji prema preporukama ne bi smio premašiti 2, iako su istraživanja pokazala da i kod omjera 3 ne dolazi do povećanoga gubitka kosit, ali valja imati na umu da je zapravo riječ o vertikalnom privjesku koji radi veće momente sile s porastom ovog omjera (71). On također diktira potrebu za dužim implantatom. Prema konsenzusu, smjernice govore da je idealna veličina slobodnoga vertikalnog prostora za fiksne radove od 8 do 12 mm, a za mobilne radove > 12 mm (72).

Važno je gledište u planiranju i estetika, primarno vidljivost maksilarnih prednjih zubi, a ona je osim pozicijom kosti i mogućnošću implantacije zadana i mekotičnim strukturama, njihovom pomičnošću, spolom i dobi pacijenta.

Sam dizajn okluzijske plohe modificiran je u odnosu na klasične protetske postulate. Iako se žvačna efikasnost može povećati strmijim kvržicama, one su potencijalno opasne jer mogu uzrokovati neželjene interference te su izvor neželjenih kosih sila (73). Prema istraživanju Kaukinena i sur. dokazano je da je opterećenje na implantatima okluzijskih ravnih ploha u odnosu na kosinu kvržica od 33 stupnja znatno manja (1,94 kilograma prema 3,85 kilograma) (74). Niže kvržice omogućuju slobodu u horizontalnim kretanjama čime se isključuje pojavnost interference. Da bi se to osiguralo, također je preporučljivo ostaviti od 1 do 1,5 mm plato oko kontakta u centru (takozvana „sloboda u centru”) (75). O sličnom principu govori i Poltz u svojem biomehaničkom konceptu okluzije u kojem dizajnira okluzijsku plohu duž cijele kretnje mandibule pomoću „okluzijskoga kompasa“ (76). Preporuka je i reducirati okluzijsku plohu za 30 do 40 % u odnosu na prirodne zube, što smanjuje momente sile bilo kojih neaksijalnih sila, smanjuje mogućnost loma obložnoga materijala i omogućava bolje provođenje oralne higijene (45, 77, 78).

Treba biti oprezan prilikom odluke o postavi privjesnih članova. Naime, zbog nepoduprtosti on stvara moment sile na uporišnom implantatu koji ovisi o jačini zagriža, dužini i visini pričvrstka. Stoga su preporuke u literaturi da pričvrstak u mandibuli ne bude duži od 15 mm, a u maksili od 12 mm zbog slabije kvalitete kosti i nepovoljnijem usmjerenju sila. Također je preporuka da se privjesak ostavi u blagoj infraokluziji od 100  $\mu$ m te da ne bude u kontaktu prilikom kliznih kretnji mandibule (45). Pregled literature pokazao je da privjesak, ako je pravilno postavljen, nije uzrok ubrzane resorpcije kosti, ali su mehaničke komplikacije na njemu češće (69). Također, valja napomenuti da je stres koji se javlja oko implantata koji u bloku podupiru pričvrstak manji što je veća anteroposteriorna udaljenost između dva implantata nosača (16, 68). Preporuka je u literaturi da se, ako je već potrebno, kod fiksnih radova postavi najviše jedan privjesni član (14). Kod pacijenata s bruksizmom privjesak se ne preporučuje.

Kod radova većih razmjera, kao na primjer semicirkularnih mostova, treba voditi računa o fleksiji mandibule koja kad se prijeđe prag najvećega fiziološkog otvaranja usta mjereno u molarnoj regiji iznosi i do 1,5 mm. Kako ne bi došlo do mehaničkih komplikacija, pojedini autori preporučuju razdvojiti takve mostove u medijalnoj sredini ili u više segmenata. Istraživanja koja su se bavila tom tematikom nisu pronašla povezanost između mandibularne fleksije i dugotrajnosti protetskoga rada (79).

Uvriježeno je mišljenje da je povezivanje mobilnih zubi u blok dobro jer dolazi do bolje raspodjele sile što pošteno djeluje na kompromitiran parodont tih zubi te dugotrajnost takvoga protetskog nadomjestka. Međutim, kod povezivanja zubi i implantata to nije slučaj zbog brojnih razlika u biomehanici i rizika za preopterećenje implantata. Prije svega zbog različite rezilijencije zuba i implantata dolazi do pojave momenta sile na implantatu koji onemogućuje intruzijski pomak zuba. Zbog te razlike pokušano je implantate i zube povezati semirigidnom vezom s različitim pričvstecima unutar konstrukcije fiksnoga rada ili pomoću teleskopa (80). Kod 5 % takvih nadomjestaka došlo je do pojave uklještene intruzije, kada zub propada i ostaje zaglavljen u intruzijskom položaju. Komplikacija koja se javlja i kod cementiranja mostova i spajanja zuba i implantata rigidnom vezom pucanje je obložnoga materijala i popuštanje vijka na implantatu (81). Dokazan je i veći gubitak krestalne kosti za 0,7 mm kod radova dužega raspona koji su fiksirani na nekoliko zubi i implantata nego kod segmentiranih samostojećih radova fiksiranih samo na implantatima ili zubima (82).

Pošto implantati nemaju parodontni ligament i mogu podnijeti veće funkcijsko opterećenje od zuba u planiranju broja i rasporeda implantata odstupa se od klasičnoga Anteova pravila te se cijela čeljust može opskrbiti na manjem broju implantata. Međutim, broj implantata diktira vrstu rada (mobilni ili fiksni) i materijal izbora. Smatra se da je za mobilni rad sidren na implantatima u mandibuli potrebno dva do četiri, a u maksili četiri do šest implantata, a za fiksni rad u mandibuli pet do osam, a u maksili šest do osam implantata. Kod manjega broja implantata dolazi do fleksije jezgre protetskoga nadomjestka što je štetno za obložni materijal pa se u tim slučajevima preporučuje fleksibilniji titan i akrilat u odnosu na rigidniji metal i keramiku koja se može koristiti tek kod većega broja implantata. Važno je obratiti pozornost na upute proizvođača i debljinu metalne jezgre koja treba biti dostatna kako bi se smanjila količina savijanja materijala i pucanja obložnoga materijala (22).

Kod većega broja implantata i dužega raspona koji se nadoknađuje vode se polemike glede povezivanja implantata u blok. Početna ideja vodilja bila je da se poveća distribucija sile na veći broj implantata, međutim istraživanja nisu potvrdili tu pretpostavku, iako se planiranjem lokacije implantata u trokutastom ili poligonalnom odnosu može eliminirati rotaciju i nepovoljne momente sila (22, 71). Istraživanje opterećenja na povezanim implantatima Nissana i sur. slikovito i numerički uspoređuju količinu stresa na povezanim i nepovezanim implantatima. Rezultati su pokazali da je mnogo veća razina stresa kod tri povezana implantata u odnosu na tri nepovezana implantata ili dva povezana implantata mostom s jednim međučlanom. Njihovo istraživanje također pokazuje distribuciju stresa na



implantatima s privjesnim članom gdje je on 57 puta veći u situaciji kada su dva susjedna implantata u bloku s privjeskom, a sedam puta veći u situaciji gdje su tri susjedna implantata u bloku s privjeskom u odnosu na najpovoljniju situaciju gdje je četveročlani most s jednim privjeskom i jednim međučlanom nošen na dva razdvojena implantata (83).



Na temelju do sada iznesenih činjenica o razlici zuba i implantata, biomehanici implantoprotetske konstrukcije, klasičnim konceptima okluzije u protetskoj terapiji i slično, uz pregled literature, pokušat ćemo iznijeti smjernice i preporuke za planiranje okluzijskih koncepta kod implantoprotetskih nadomjestaka. U literaturi postoje različite smjernice i ne postoji konsenzualan dogovor za svaku pojedinu situaciju. U nastavku će se teksta argumentirano i znanstveno potkrijepljeno objasniti svaka preporuka za pojedinu situaciju odnosno stupanj bezubosti koji se nadomješta.

Iako je koncept uzajamno zaštićene okluzije s prednjim vođenjem i vođenjem očnjakom uz diskluziju neradne strane i stražnjih zubi uvriježen u klasičnoj protetici, kod radova nošenih implantatima to ne mora uvijek biti slučaj. Brojni su čimbenici koje treba uzeti u obzir kao na primjer jesu li antagonistički dodiri na dva implantoprotetska nadomjestka ili je u nasuprotnoj čeljusti prirodna denticija, sudjeluju li ti zubi/nadomjestci u vođenju kliznih kretnji, jesu li povezani u blok te jesu li parodontološki kompromitirani (4). U suštini pacijente možemo podijeliti u dvije velike skupine. Jednu čine oni pacijenti koji imaju mnogo prirodnih zubi i malo implantata, a drugu oni koji imaju malo prirodnih zubi i mnogo implantata. U slučaju maloga broja implantata uvriježeno je mišljenje kako implantate treba rasteretiti prilikom zagriža i prilikom funkcijskih kretnji. To možemo objasniti činjenicom da se implantat ne intrudira ni jednakim mehanizmom ni za jednaki iznos kao zub. Zbog toga se proporučuje implantate ostaviti u blagoj infraokluziji od 30  $\mu\text{m}$ . Tada prilikom laganoga zagriža zubi dolaze u kontakt, a implantati su izvan kontakta. Jačim zagrizom, nakon primarnoga neelastičnog pomaka zuba odnosno njegove intruzije, i nadomjestci nošeni implantatom dolaze u kontakt s nasuprotnom čeljusti te prate elastični sekundarni pomak zuba (17). U suprotnom bi uslijed intruzije zuba došlo do preopterećenja konstrukcije i naprezanja okolne krestalne kosti s mogućim brojnim mehaničkim i biološkim komplikacijama. Prilikom prihvata lateralnih sila, ako je to moguće, implantate treba u potpunosti rasteretiti jer prihvati neaksijalnih sila prirodni zubi mnogo bolje podnose te distribuiraju silu pravilnije u odnosu na implantat kod kojega nastaju štetne smične sile (40). Većinu okluzije u takvim bi slučajevima trebali nositi prirodni zubi, a implantoprotetski nadomjestak trebalo bi uklopiti u postojeću habitualnu okluziju tako da postojeći kontakti na ostalim zubima budu nepromijenjeni. Valja imati na umu činjenicu da uslijed nedostatka receptora na svezi zuba i implantata prerani kontakti mogu ostati nezapaženi od strane pacijenta te se provjeri okluzijskih kontakata treba pridati posebna pozornost (28 84, 85). Misch proporučuje akrilatne provizorije s postupnim povećanjem pritiska na nadomjestku nošenom implantatu kako bi se pojačala sveza s kosti,

odnosno došlo do pozitivne remodelacije okolne kosti (19). Tu teoriju također valja uzeti u obzir prilikom planiranja terapije.

U drugoj situaciji kada u čeljusti ne postoje prirodni zubi, ili je njihov broj manjkav, potrebno je isplanirati nove međučeljusne odnose u kojima implantoprotetski nadomjestci preuzimaju prihvat sila u statičkoj, a ponekad i dinamičkoj okluziji. Polazišna točka planiranja koncepta okluzije u kojoj se planira i maksimalna interkuspிடacija centrična je relacija. Također, treba naglasiti da kada se planiraju novi međučeljusni odnosi u centriku, valja ostaviti plato oko centričnih kontakata kako bi se prevenirale interference (takozvana sloboda u centriku) (84).

Kako je već spomenuto, za različite situacije preporučuju se različite smjernice, stoga će se u nastavku teksta raspraviti koncepti okluzije za različit stupanj bezubosti, od nedostatka jednoga zuba pa do potpune bezubosti.

Prilikom nedostatka jednoga zuba kada se postavlja samostalni implantat koji nosi fiksnoprotetski rad potrebno je osigurati aksijalno opterećenje kako bi se sile optimalno prenosile i distribuirale. Bitno je spriječiti nastanak preopterećenja ostavljajući nadomjestak u blagoj infraokluziji od 30  $\mu\text{m}$  kako bi on prilikom blagoga zagriža bio izvan kontakta, a u kontakt bi došao tek prilikom jakoga zagriža. Kako bi se osigurala dugotrajnost nadomjestka i preveniralo preopterećenje, valja ga izostaviti prilikom vođenja u funkcijskim kretnjama kako bi se smanjila mogućnost nastanka smičnih sila. Nije na odmet spomenuti aproksimalne kontakte koji bi u ovom slučaju trebali biti čvrsti kako bi stabilizirali nadomjestak i onemogućili njegovu rotaciju u meziodistalnom smjeru. Neke preporuke kažu da se prilikom nadoknade molara (zbog jačih sila i veće okluzijske plohe) koriste dva implantata, no zbog otežane higijene, komplicirane tehničke izvedbe i financijskoga aspekta preporučuje se koristiti jedan implantat širega promjera (86). Postoji nekoliko mišljenja kada je u pitanju nadomještanje očnjaka. U nekim situacijama, kada pretkutnjaci nisu pogodni za prihvat lateralnih sila, može se primijeniti vođenje očnjakom. Međutim, preporučljivije je zaseban implantat u poziciji očnjaka zajedno sa suprastrukturuom uklopiti u stabilnu grupnu funkciju kako bi se sile osim na implantat distribuirale i na okolne zube i njihov parodontni ligament. Postoje istraživanja koja govore u prilog povećanoga rizika od popuštanja pričvrsnoga vijka na očnjaku koji samostalno vodi laterotruzijsku kretanju (69, 87). Naravno, kod samostalne krunice okluzijska ploha treba biti reducirana, sa smanjenim nagibom kvržica kako je opisano u prethodnom poglavlju o protetskom dizajnu. Zaključno, samostalni nadomjestak nošen

implantatima treba se uklopiti u postojeću habitualnu okluziju uz minimalni i optimalni prihvata sila (45, 84, 87).

Kod umetnutoga sedla (Kennedyjeva klasifikacije III) smjernice su slične kao i kod prethodne situacije. Implantoprotetski nadomjestak treba biti uklopljen u habitualnu okluziju uz aksijalni prihvat sila. Prilikom blagog zagriza kontakt bi na nadomjestku trebao izostati (blaga infraokluzija od 30  $\mu\text{m}$ ) te bi se tek prilikom jakoga zagriza on doveo u kontakt s antagonističkim zubima. U funkcijskim kretanjama kontakt ne bi trebao biti ostvaren osim u situacijama kada nedostaje očnjak ili je on prisutan, ali parodontološki kompromitiran. U tim situacijama preporučuje se koncept grupne funkcije. U slučaju većega raspona i broja implantata kojim se nadomješta i očnjak, implantate valja postaviti u trokutastu poziciju kako bi se smanjile štetne rotacijske sile i eliminirali momenti sila koji nastoje rotirati konstrukciju prilikom vođenja u laterotruzijskoj kretnji (22, 45, 84).

Kod jednostrano produženoga sedla (Kennedyjeva klasifikacija II), ako su potporne zone nasuprotne strane očuvane, ponovno se nadomjestak ostavlja u blagoj infraokluziji od 30  $\mu\text{m}$  kako bi kontakt izostao na blagi zagriz. Uslijed vjerojatnije većega stupnja resorpcije kosti povećan je omjer kruna/korijen, a i aksijalno usmjerenje sila teže je postići. Stoga valja pripaziti na ostale potencijalno rizične čimbenike na koje se može utjecati kao što je dizajn okluzijske plohe te nepostojanje interferenci u protruzijskoj kretnji. Kada je očnjak prisutan i zdrav, na njemu se planira vođenje očnjakom, a ako nedostaje, planira se grupna funkcija s kontaktima jednakomjerno raspoređena na svim implantatima kako bi se štetne sile distribuirale na što veću površinu što smanjuje stres (43). Kao i u prethodnoj situaciji tada se teži implantate postaviti trokutasto i povezati ih kako bi se spriječile rotacijske sile. Valja imati na umu i koncept skraćenoga zubnog luka jer ako dentalna situacija nasuprotne čeljusti ne diktira nadomještanje većega broja zubi, zubni se luk može planirati do drugoga pretkutnjaka. Time se reducira rizik od preopterećenja distalnih nadomjestaka jer su sile koje nastaju na njima, pogotovo ako su neaksijalnoga smjera i nastaju prilikom kliznih kretnji, zbog blizine zgloba znatno veće i potencijalno destruktivne. Iako bi se postava privjesnoga člana trebala izbjegavati, ako se on već postavlja, trebaju se pratiti smjernice iz prethodnih poglavlja. To je prije svega infraokluzija od 100  $\mu\text{m}$  kako na njemu ne bi nastale prejake sile koje će potencirati nastanak štetnoga momenta sile. Privjesak ne treba uključivati u klizne kretnje, njegova dužina ne bi smjela premašiti 15 mm za mandibulu i 12 mm za maksilu, a ako se uklapa u konstrukciju dužega raspona, idealno je da su implantati, nosači konstrukcije razdvojeni. Za primjer možemo uzeti situaciju kada se nadomješta raspon od očnjaka do

prvoga molara (zbog molara u nasuprotnoj čeljusti kako bi se spriječilo izrastanje i nastanak interferenci), ali zbog nepovoljnih anatomskih struktura (kao na primjer ekstremno nisko dno sinusa) primorani smo rabiti privjesak. U toj situaciji implantati bi se postavili na područje očnjaka i drugoga premolara, bili bi u blagoj infraokluziji prilikom zagriža, a vođenje bi se rasporedilo na očnjake i premolare uz izostanak vođenja na privjesku (16, 45, 64, 83, 88).

U situaciji kod obostrano skraćenoga zubnog luka (Kennedy I) kada je došlo do gubitka potpornih zona potrebno je uspostaviti prvi kontakt u zagrižu na implantatima kako bi se postigla uzajamno zaštićena okluzija, odnosno kako ne bi došlo do preopterećenja prednjih zubi. Maksimalna interkuspilacija postavlja se u položaju centrične relacije uz plato od 1 do 1,5 mm slobode u centru. Prednji zubi trebaju biti izvan kontakta ili u tek laganom kontaktu prilikom maksimalne interkuspilacije, a oni trebaju voditi kretnje donje čeljusti. Ako su očnjaci zdravi i prisutni, na njima se planira laterotruzijsko vođenje, a ako nedostaju ili su kompromitirani, planira se grupna funkcija kao i u prethodnom slučaju. Ako se planira postava privjesnog člana na mosnu konstrukciju, vrijede jednaka pravila kao u prethodnoj situaciji. Također, valja pratiti smjernice o dizajnu okluzijske plohe i rasporedu implantata te aksijalnom usmjerenju sila koliko je to moguće kao u prije navedenim poglavljima. Govoreći o djelomičnoj bezubosti trebamo spomenuti i situaciju u kojima je fiksni višečlani protetski nadomjestak nošen kombinirano prirodnim zubima i implantatima. Ovo je dosta kontroverzna tema i generalno je mišljenje da nije idealno rješenje te da bi se kad god je to moguće trebalo izbjegavati. Iako bez znanstveno utemeljenih smjernica i strategije rezultati istraživanja pokazuju podjednako dobre rezultate, uz iznimku pojavnosti komplikacije uklještene intruzije u 5 % slučajeva kod semirigidne konstrukcije. Smjernice iz literature za ovakve radove preporučuje sličan koncept kao kod nadomjestka pojedinačnoga zuba gdje se kontakt na implantatu uspostavlja tek prilikom jakoga zagriža (30  $\mu$ m infraokluzije) te ne sudjeluje u vođenjima prilikom funkcijskih kretnji donje čeljusti (45, 81, 84, 89).

U slučaju kada nedostaju prednji zubi uz prisutnost distalnih žvačnih jedinica (Kennedyjeva klasa IV) situacija može biti komplicirana. Naravno, i ovdje se prati pravilo uzajamno zaštićene okluzije gdje distalni zubi diskudiraju prednje u maksimalnoj interkuspilaciji. Vođenje u laterotruzijskoj kretnji treba biti na očnjaku ako je on očuvan, a ako nije, onda je preporučljivo grupno vođenje ako su preostali zubi zdravoga parodonta. Potrebno je diskudirati stražnje zube u protruzijskoj kretnji s barem dva incizalna kontakta obje strane. S obzirom na angulaciju implantata ove regije treba biti oprezan prilikom planiranja njihove lokacije, dužine i širine jer uslijed neaksijalnih sila koje će svakodnevno prihvaćati može

doći do preopterećenja i zamora. Najčešće se implantira palatinalno, ostavljajući 2 mm bukalne kosti kako bi se spriječila naknadna resorpcija koju preopterećenje može ubrzati uslijed nedostatka potporne strukture jer je upravo najveće opterećenje zabilježeno na bukalnom kortikalisu. Iz toga razloga mnogi preporučuju augmentaciju bukalne kosti ako je vođenje isključivo na implantatima uz nedovoljnu koštanu strukturu. Valja pažljivo planirati i prednje vođenje jer je ono ovisno o prijeklopu i pregrizu. Valja konstruirati što pliće vođenje kako bi se sile minimalizirale. Distribucija sila može se poboljšati ako se u vođenje uključe i očnjaci. U nekim specifičnim situacijama oralne rehabilitacije u kojima prednje vođenje nije moguće postići, kao na primjer kod rekonstrukcije u klasi 2/I ili klasi III, potrebno je postići što horizontalnije kretnje prilikom kojih se kontakti uspostavljaju na što većem broju jedinica i što većem broju nosača (4, 22, 83).

U slučaju potpune bezubosti zube je moguće nadomjestiti fiksnim radom cementiranim ili vijčano fiksnim na implantatima, ili mobilnim radom u obliku pokrovne proteze koja se stabilizira i fiksira na implantate pomoću prečke, kuglica ili neke druge vrste pričvrška.

U slučaju fiksnoga semicirkuarnog mosta ili više mosnih konstrukcija koje nadomještaju cijelu čeljust pristupa se konceptu uzajamno zaštićene okluzije s maksimalnom interkuspidacijom u centru. Taj koncept je u literaturi preporučen i u slučaju da su u nasuprotnoj čeljusti prirodni zubi. U zagrizu postoji blaga diskuzija prednjih zubi, a laterotruzijska je kretanja vođena grupnom funkcijom uz diskuziju neradne strane ako se koristi veći broj implantata (6–8). Vođenje očnjakom u ovoj situaciji može biti potencijalno riskantno zbog povećane mogućnosti preopterećenja implantata u poziciji očnjaka i njegovih mehaničkih komplikacija (45). Preporuka je nekih autora, ako je suprotna čeljust bezuba i rabi se manji broj implantata, uspostava balansnih kontakata kako bi se opterećenje distribuiralo na što veću površinu. Osim toga, konceptom bilateralno uravnotežene okluzije smanjuje se reproduktivna žvačna sila u odnosu na grupnu funkciju (90). Međutim, Wennerberg i sur. u svojem su istraživanju primijetili da na okluzijsko preopterećenje više utječe broj i raspodjela kontakata na okluzijskoj plohi nego okluzijske sheme (91). S druge strane, neki autori preporučuju na fiksnim radovima isključivo uzajamno zaštićenu okluziju s diskuzijom neradne strane (5).

U slučaju pokrovne mobilne proteze sidrene na implantatima preporučuje se uspostava balansnih kontakata. Ako su u nasuprotnoj čeljusti prirodni zubi, što otežava postavu zubi u protezu preporučuje se barem jedan balansni dodir. Preporuka je koristiti se lingvaliziranim

okluzijom zbog više aksijalnoga usmjerenja sila (koje je teško postići zbog vjerojatno uznapredovale resorpcije), a i istraživanje Kimota i sur. pokazala su da su pacijenti s tim konceptom zadovoljniji u odnosu na klasičnu balansiranu okluziju. Također, neka su istraživanja pokazala podjednako zadovoljstvo balansnom i uzajamno zaštićenom okluzijom (45, 92, 93). Treba naglasiti i da uz retentivne elemente i kod fiksnih i mobilnih radova nošenih implantatima nije nužno potrebno stremiti balansnim kontaktima zbog stabilizacije takvoga nadomjestka. Iz toga razloga ne postoje jasne smjernice te se u takvim situacijama doktoru ostavlja na izbor, ovisno o konkretnoj situaciji i ostalim čimbenicima, za koji će se koncept okluzije odlučiti. U slučaju izuzetne resorpcije maksile, koja se resorbira primarno s bukalne strane, implantati se postavljaju više palatinalno nego što je pozicija prirodnoga korijena; u slučaju postave zubi u njihovu prirodnu bukalnu poziciju došlo bi do neaksijalnoga opterećenja i jakoga stresa lokaliziranoga u bukalnom kortikalisu. Kako bi se to izbjeglo, preporučljivo je u iznimnim situacijama postaviti stražnje zube u križni zagriz kako bi se uspostavilo pravilnije opterećenje. To ne utječe drastično na funkciju ni estetiku (4, 5).

S obzirom na kompleksnost oralne rehabilitacije bezuba pacijenta nadomjestkom nošenim implantatom potreban je izuzetno detaljan plan. Procedura je slična kao kod izrade totalnih proteza te uključuje izradu zagriznih šablona i određivanje međučeljsnih odnosa prema funkcijskim i estetskim pravilima. U tom koraku stare proteze mogu biti dobra vodilja jer se maksimalna interkuspidacija treba postaviti 2-3 mm ispod razine fiziološkoga mirovanja. U slučaju da se odstupa od tih klasičnih pravila potrebno je izraditi privremene proteze kako bi se neuromuskularni sustav prilagodio na nove odnose. Pomoću zagriznih šablona i obraznoga luka, bitne se informacije prenose u artikulator u kojem se naknadno svi u ovom radu navedeni parametri i koncepti okluzije detaljno analiziraju i planiraju. Nakon postave zubi i probe uz detaljnu analizu CBCT snimke može se planirati protetski vođena implantacija. Prilikom izrade završnoga rada valja imati na umu činjenicu da su sile mjerene kod implantata veće nego kod prirodne denticije te da je oseopercepcija znatno nepreciznija od one u paradontnom ligamentu. Stoga priprema mora biti izuzetno precizna jer pacijent neće osjetiti određenu interferencu ili prerani kontakt, a to može dovesti do raznih kasnijih komplikacija (4, 24, 34).





Svrha je implantoprotetske terapije nadomještanje izgubljenih zubi i žvačnih jedinica, vraćajući pacijentu normalnu funkciju. Kako bi se ostvarila dugotrajnost rada potrebno je poštivati određena pravila i smjernice te izbjegavati potencijalno rizične situacije i čimbenike prilikom planiranja terapije. Važno je u obzir uzeti okluzijski plan jer optimalnom okluzijom sprječavamo nastanak preopterećenja, odnosno svodimo mogućnost komplikacija, na koju možemo utjecati, na najmanju moguću razinu. Zbog nedostatka kompenzatornoga mehanizma kao kod zuba uslijed preopterećenja implantoprotetske konstrukcije i okolne kosti može doći do popuštanja i loma vijka, loma obložnoga materijala ili cijeloga protetskog nadomjestka, loma implantata i resorpcije marginalne kosti.

S obzirom na to da nema jasnih dokaza kako opterećenje ovisi o različitim vrstama nadomjestaka i kako se na opterećenje može utjecati promjenom okluzijskih kontakata i koncepata, planom okluzije sabiremo sve poznate činjenice i za svakoga pojedinog pacijenta pokušavamo isplanirati što optimalniji koncept okluzije kojim će se sile optimizirati. Nijedan koncept okluzije nije razvijen i znanstveno dokazan kao idealan za implantoprotetsku terapiju. Kao što je u radu opisano, u većini situacija modificiramo klasične koncepte okluzije kako bismo potencijalno rizične čimbenike sveli na najmanju moguću razinu i izbjegli kasnije komplikacije.

Prilikom plana u obzir treba uzeti veličinu bezubog prostora, visinu budućega nadomjestka, broj zubi koji se nadomješta, intenzitet i trajanje sile koje pacijent proizvodi. Na temelju toga treba planirati individualni okluzijski koncept, broj i lokaciju implantata poštujući smjernice i pravila. Uvijek treba stremiti protetski vođenoj implantaciji gdje se implantati smještaju na idealnoj poziciji za funkciju.

Polazišna točka planiranja leži u odluci između centrične relacije i habitualne okluzije. U slučaju stabilne habitualne okluzije i prisutnih potpornih zona implantoprotetski nadomjestak uklapa se u postojeću situaciju ne remeteći postojeće odnose gornje i donje čeljusti. U slučaju nepostojanja potpornih zona ili potpune oralne rehabilitacije stabilan položaj centrične relacije uzima se kao početna točka u kojoj se planira maksimalna interkuspidacija i sve ostale kretnje. Najprimjenjeniji koncept za fiksne radove jest koncept uzajamno zaštićene okluzije u kojem su u zagrizu svi stražnji zubi podjednako, a prednji zubi u tek blagom ili izvan kontakta. U kliznim kretnjama čeljusti vođenja se najčešće ostvaruju i planiraju na prednjim zubima/implantatima kako bi se izbjegle stražnje i interference neradne strane koje mogu biti destruktivne. Laterotruzijsko se vođenje u slučaju nedostajanja očnjaka ili njegove

kompromitiranosti iz vođenja očajnikom može preoblikovati u grupnu funkciju. U slučaju manjega broja implantata i mobilnih nadomjestaka nošenih na implantatima neki autori preporučuju i balansirani odnosno lingvalizirani koncept okluzije.

U plan terapije treba se uzeti u obzir i razlike parodontnoga ligamenta i zuba, i to ponajprije razliku u mehanici pokreta, percepciji i silama koje produciraju. Kako bi se te razlike kompenzirale, smjernice u literaturi govore da bi se implantoprotetski nadomjestci koji se nalaze u čeljusti s prirodnim zubima, s kojima zajedno trebaju nositi visinu zagriža, trebali ostavljati u blagoj infraokluziji od 30  $\mu\text{m}$  čime bi se doveli u kontakt tek prilikom jakoga zagriža, dok bi prilikom blagoga on izostao.

Prilikom planiranja treba imati na umu i sile koje će nastati prilikom žvakanja te njihov intenzitet i usmjerenje. Za implantat je idealan prihvata aksijalnih kompresivnih sila, dok su kose, smične sile najnepovoljnije te nastoje rotirati implantat. Koncentracija opterećenja tada je u vratnom dijelu implantata i krestalnoj kosti što može rezultirati popuštanjem i lomom vijka i resorpcijom okolne kosti. U slučaju prihvata neaksijalnih sila, kao na primjer prilikom vođenja kliznih kretanja, stres se može smanjiti povećanjem površine na koju se sila distribuira, odnosno uključivanjem većega broja kontakata kao kod grupne funkcije i korištenjem većega broja implantata ili implantata veće širine i dužine.

Također, valja poštivati spomenute smjernice za dizajn protetske suprastrukture kako bi se reducirale okluzijske sile. To se postiže sužavanjem okluzijske površine za 30-40 % u odnosu na originalnu veličinu zuba, niskim i blagim kvržicama te širokim jamicama, kontaktima koji omogućuju aksijalni prijenos sila, kao što je tripodizacija kontakata ili kontakt vrha kvržice i ravne plohe, smještajem okluzijske plohe iznad implantata, platoom oko centričnih kontakata, takozvanom slobodom u centru od 1 do 1,5 mm, omjerom kruna/korijen koji je što manji, a ne prelazi 2. Valja izbjegavati privjesne članove i povezivanje zuba i implantata jer je u tim situacijama dokazao povećano opterećenje implantoprotetske konstrukcije zbog stvaranja momenta sile.

Zbog poprilično statičnoga karaktera implantoprotetskoga nadomjestka u dinamičnim uvjetima usne šupljine koji podrazumijevaju mobilnost, migraciju i trošenje zubi potrebne su česte kontrole i, ako to situacija zahtijeva, usklađivanje okluzije kako ne bi došlo do naknadnoga preopterećenja.

## **8. LITERATURA**

1. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent.* 2017;117(5):C1-e105.
2. Okeson JP. TEMPOROMANDIBULARNI poremećaji i okluzija. 1.hrv izd. Valentić-Peruzović M. Zagreb: MEDICINSKA NAKLADA; 2008. 674p.
3. Engelmeier RL. Complete-denture esthetics. *Dent Clin North Am.* 1996;40(1):71-84.
4. Gross M. The Science and Art of Occlusion and Oral Rehabilitation. New Malden: Quintessence Publishing Co; 2015. 534p.
5. Garg A. Implant Dentistry: A Practical Approach. 2ed. Maryland Heights: Elsevier Health Sciences; 2010. Chapter 14, Principles of Occlusion in Implant Dentistry; p. 163-72.
6. Shulte W. Implants and the periodontium. *Int DentJ.* 1995;45:16-26.
7. Saba S. Occlusal stability in implant prosthodontics-clinical factors to consider before implant placement. *J Can Dent Assoc.*2001; 67(9):522-6
8. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000; 11(Suppl 1):156-8.
9. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(3):425-31.
10. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective fifteen-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(4):329-36.
11. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Association between marginal bone loss around osseointegrated mandibular implants and smoking habits: a 10-year follow-up study. *J Dent Res.* 1997;76:1667-74.
12. Mandelaris GA, Vence BS, Rosenfeld AL, Forbes DP. A classification system for crestal and radicular dentoalveolar bone phenotypes. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2013;33(3):289-96.
13. Carlsson G. Dental occlusion: modern concepts and their application in implant prosthodontics. *Odontology.* 2009;97:8-17.
14. Gross MD. Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Aus Dent J.* 2008; 53 Supp 1:60-8.
15. Klineberg IJ, Trulsson M, Murray GM. Occlusion on implants-is there a problem?. *J Oral Rehabil.* 2012;39:522-37.

16. Misch C. Dental implant prosthetics. 2nd ed. St. Louis: Elsevier Health Sciences; 2015. 993 p.
17. Sekine H, Komiyama Y, Hotta H, Yoshida K. Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture supporting systems. In: van Steenberghe D, editor. Tissue-integration in oral and maxillo-facial reconstruction. Amsterdam: Excerpta Medica; 1986. p. 326-32.
18. Fenton AH, Jamshaid A, David D. Osseointegrated fixture mobility. J Dent Res. 1987;66:114.
19. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FD, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss-literature support. Implant Dent. 2005;14:108–116.
20. Giargia M, Lindhe J. Tooth mobility and periodontal disease. J Clin Periodontol. 1997;24(11):785-95.
21. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. J Prosthet Dent. 1999;81(5):553-61.
22. Klineberg I, Eckert S, Zarb G. Functional occlusion in restorative dentistry and prosthodontics. St. Louis: Elsevier Health Sciences; 2015. 288 p.
23. Wada S, Kojo T, Wang YH, Ando H, Nakanishi E, Zhang M et al. Effect of loading on the development of nerve fibers around oral implants in the dog mandible. Clin Oral Implants Res. 2001;12(3):219-24.
24. Jacobs R, Van Steenberghe D. From osseoperception to implant-mediated sensory-motor interactions and related clinical implications. J Oral Rehabil. 2006;33(4):282-92.
25. Svensson KG, Grigoriadis J, Trulsson M. Alterations in intraoral manipulation and splitting of food by subjects with tooth- or implant-supported fixed prostheses. Clin Oral Implants Res. 2013;24:549–55.
26. Trulsson M, Johansson RS. Forces applied by the incisors and roles of periodontal afferents during food-holding and -biting tasks. Exp Brain Res. 1996;107:486–96.
27. Grigoriadis A, Johansson RS, Trulsson M. Adaptability of mastication in people with implant-supported bridges. J Clin Periodontol. 2011.;38:395–404.
28. Jacobs R, van Steenberghe D. Comparison between implant-supported prostheses and teeth regarding passive threshold level. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(5):549-54.

29. Hämmerle CH, Wagner D, Brägger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A et al. Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(2):83-90.
30. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 1997;68(2):186-98.
31. Schmid-Schonbein GW, Woo SL-Y, Zweifack BW. *Frontiers in biomechanics.* New York: Springer-Verlag; 1986. 395p.
32. Braun S, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Hönigle K, Johnson BE. A study of maximum bite force during growth and development. *Angle Orthod.* 1996;66:261-4.
33. van Eijden TM. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol.* 1991;36(7):535-9.
34. Flanagan D. Bite force and dental implant treatment: a short review. *Med Devices (Auckl).* 2017;10:141-8.
35. Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthod.* 1995;65(5):367-72.
36. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech.* 1975;8(6):393-405.
37. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod.* 2004;74(1):3-15.
38. Weinberg LA. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading, Part II, therapeutic differential loading. *J Oral Implantol.* 2001;27(6):302-310.
39. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical Loading of Brånemark Implants Affects Interfacial Bone Modeling and Remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(3):345-60.
40. Porter JA Jr, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(5):651-62.
41. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implantsupported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(1):19-31.
42. Schweitzer JM, Schweitzer RD, Schweitzer J. Free end pontics used on fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1968;20:120-138.

43. McCoy G. Recognizing and managing parafunction in the reconstruction and maintenance of the oral implant patient. *Implant Dent.* 2002;11(1):19-27.
44. Lucia VO. *Modern gnathological concepts: Updates.* St. Louis: Quintessence Pub Co; 1983. 438p.
45. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(1):26-35.
46. Gross MD, Nissan J. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. Part II. *J Prosthet Dent.* 2001;85(5):450-4.
47. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:143-52.
48. Isidor F: Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res* 1997;8(1):1-9.
49. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res.* 1992;3: 104–11
50. Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(Suppl 1):146-55.
51. Kozlovsky A, Tal H, Laufer BZ, Leshem R, Rohrer MD, Weinreb M et al. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(5):601-10.
52. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol.* 1990;6(2):23-31.
53. Jividen G, Misch CE. Reverse torque testing and early loading failures: help or hindrance. *J Oral Implantol.* 2000;26:82–90.
54. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(5):515-27.
55. Ericsson I, Nilson H, Lindh T, Nilner K, Randow K. Immediate functional loading of Brånemark single tooth implants. An 18 months' clinical pilot follow-up study. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(1):26-33.
56. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 1997;68(2):186-98.



57. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science, *J Periodontol.* 2002;73:322-33.
58. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:360-70.
59. Posselt U. *Physiology of occlusion and rehabilitation.* 2nd ed. Oxford, etc: Blackwell Scientific Publishing; 1962. 331p.
60. Garcia LT, Bohnenkamp DM. Lingualized occlusion: an occlusal solution for edentulous patients. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2005;17(9):628-33.
61. Kimoto S, Gunji A, Yamakawa A, Ajiro H, Kanno K, Shinomiya M, Kawai Y, Kawara M, Kobayashi K. Prospective clinical trial comparing lingualized occlusion to bilateral balanced occlusion in complete dentures: a pilot study. *Int J Prosthodont.* 2006;19(1):103-9.
62. D'Amico A. The canine teeth: normal functional relation of the natural teeth of man. *J South Calif Dent Assoc.* 1958;26:1-7.
63. Wang MQ, Zhang M, Zhang JH. Photoelastic study of the effects of occlusal surface morphology on tooth apical stress from vertical bite forces. *J Contemp Dent Pract.* 2004;5(1):74-93.
64. Wolfart S, Heydecke G, Luthardt RG, Marré B, Freesmeyer WB, Stark H. Effects of prosthetic treatment for shortened dental arches on oral health-related quality of life, self-reports of pain and jaw disability: results from the pilot-phase of a randomized multicentre trial. *J Oral Rehab* 2005;32:815–22.
65. Walter MH, Weber A, Marré B, Gitt I, Gerss J, Hannak W et al. The randomized shortened dental arch study: tooth loss, *J Dent Res.* 2010;89:818–22.
66. Walter MH, Dreyhaupt J, Hannak W, Wolfart S, Luthardt RG, Stark H et al. The Randomized Shortened Dental Arch Study: Tooth Loss Over 10 Years. *Int J Prosthodont.* 2018;31(1):77-84.
67. Käyser AF. Limited treatment goals-shortened dental arches. *Periodont.* 200;4:7–14.
68. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium.* 1994;15(11):1330-44.
69. Koyano K, Esaki D. Occlusion on oral implants: current clinical guidelines. *J Oral Rehabil.* 2015;42(2):153-61.
70. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Tilted versus axially placed dental implants: a meta-analysis. *J Dent.* 2015;43(2):149-70.

71. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(6):707-14.
72. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T et al. Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry-part 1. *Implant Dent.* 2005;14(4):312-8.
73. Baba K, Akishige S, Yaka T, Ai M. Influence of alteration of occlusal relationship on activity of jaw closing muscles and mandibular movement during submaximal clenching. *J Oral Rehabil.* 2000;27(9):793-801.
74. Kaukinen JA, Edge MJ, Lang BR. The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *J Prosthet Dent.* 1996;76(1):50-5.
75. Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dent.* 1998;7(4):277-85.
76. Polz. Zahnanatomie, Zahnfunktion und biomechanische Okklusion. In: Boisseree W, Schupp W, editors. *Kraniomandibulares und muskuloskeletales System.* Berlin: Quintessenz Verlag; 2012. p 5-18.
77. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Maxillofac Implants* 1989;4: 241-7.
78. Morneburg TR, Pröschel PA. In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *Int J Prosthodont.* 2003;16(5):481-6.
79. Law C, Bennani V, Lyons K, Swain M. Mandibular flexure and its significance on implant fixed prostheses: a review. *J Prosthodont.* 2012;21(3):219-24.
80. Laufer BZ, Gross M. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: principles and applications. *J Oral Rehabil.* 1998;25(1):69-80.
81. Rieder CE, Parel SM. A survey of natural tooth abutment intrusion with implant-connected fixed partial dentures. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993;13(4):334-47.
82. Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, Van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: An up to 15-years clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(3):237-44.

83. Nissan J, Gross O, Ghelfan O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of splinting implant-supported restorations on stress distribution of different crown-implant ratios and crown height spaces. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69(12):2990-4.
84. Rilo B, da Silva JL, Mora MJ, Santana U. Guidelines for occlusion strategy in implant-borne prostheses. A review. *Int Dent J.* 2008;58(3):139-45.
85. Foster LV. Clinical aspects of occlusion:1 Occlusal terminology and the conformational approach. *Dent Update.* 1992; 19:345-8.
86. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent.* 1995;74(1):51-5.
87. Hämmerle CH, Wagner D, Brägger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A, Lang NP. Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(2):83-90.
88. Grossmann Y, Finger IM, Block MS. Indications for splinting implant restorations. *J Oral Maxil Surg.* 2005;63:1642-52.
89. Pesun IJ. Intrusion of teeth in the combination implant-to-naturaltooth fixed partial denture: a review of the theories. *J Prosthodont.* 1997;6:268-77.
90. Hobkirk JA, Brouziotou-Davas E. The influence of occlusal scheme on masticatory forces using implant stabilized bridges. *J Oral Rehabil.* 1996;23:386-91.
91. Wennerberg A, Carlsson GE, Jemt T. Influence of occlusal factors on treatment outcome: a study of 109 consecutive patients with mandibular implant-supported fixed prostheses opposing maxillary complete dentures. *Int J Prosthodont.* 2001;14(6):550-5.
92. Kimoto S, Gunji A, Yamakawa A, Ajiro H, Kanno K, Shinomiya M et al. Prospective clinical trial comparing lingualized occlusion to bilateral balanced occlusion in complete dentures: a pilot study, *Int J Prosthodont.* 2006;19(1):103-9.
93. Peroz I, Leuenberg A, Haustein I, Lange KP. Comparison between balanced occlusion and canine guidance in complete denture wearers--a clinical, randomized trial. *Quintessence Int.* 2003;34(8):607-12.



David Geštakovski rođen je 4. srpnja 1993. u Karlovcu iako cijeli život živi u Zagrebu gdje je završio Osnovnu školu Vladimira Nazora i XV. gimnaziju (MIOC). 2012. god. upisuje Stomatološki fakultet u Zagrebu. Za vrijeme fakultetskoga obrazovanja sudjeluje u brojnim studentskim aktivnostima i razmjenama. U sklopu *European Visiting Programa* (EVP) odlazi na razmjene u Bratislavu (2015.), Valenciju (2016.), Stockholm (2017.) i Strasbourg (2018.). 2016. i 2017. god. vodio je projekt *Studentske sekcije* i njezin ogranak *Studentsku sekciju za protetiku*. U sklopu projekta izradio je brojne edukativne videomaterijale, održao nekoliko predavanja i radionica za domaće i strane studente. 2017. god. organizirao je *Simpozij studenata dentalne medicine* (SSDM) i *1. Kongres studenata dent. med.* u Zagrebu za što je nagrađen posebnom Dekanovom i Rektorovom nagradom za društveno koristan rad. 2018. god. nagrađen je Rektorovom nagradom za individualni znanstveni rad. Tijekom studija dobitnik je *Sveučilišnih stipendija* i *Stipendije Grada Zagreba za izvrsnost*. Aktivno sudjeluje na domaćim i stranim kongresima dentalne medicine prezentirajući svoje radove, održavajući radionice i edukacije (*YUDBAT* (Istanbul), *Dent4ALL* (Bukurešt), *3. Hrvatski gerontološki i gerijatrijski kongres s međunarodnim sudjelovanjem*, *4. Kongres hrvatskog društva za stomatološku protetiku*, međunarodni studentski kongres *CROSS*, međunarodni studentski kongres *Ricon*). Osvojio je nagradu za najbolji studentski prikaz slučaja (2016.) i nagradu za najpreciznijega studenta (2017.) u sklopu studentskoga natječaja na kongresu estetske dentalne medicine *Aesthetic dental moment* te za najbolji klinički slučaj na *YUDBAT kongresu* u Istanbulu. 2017. god. završio je edukaciju *Invisalign* i *Implant Dentistry* u organizaciji Sveučilišta Hong Konga. Za studentski časopis *Sonda* napisao je nekoliko stručnih članaka. Tijekom studija obnaša funkciju demonstratora na zavodima za fiksnu i mobilnu protetiku.